

Aus der Orthopädischen Klinik mit Poliklinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Professor Dr. D. Hohmann

Eine Untersuchung der Beziehung
zwischen der Tibiatorsion und der
pathologisch vermehrten
Schenkelhalsantetorsion

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
dem Fachbereich Medizin
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen - Nürnberg

vorgelegt von
Herbert Kraut
aus München

Aus der Orthopädischen Klinik mit Poliklinik
der Universität Erlangen - Nürnberg
Direktor: Professor Dr. D. Hohmann

Eine Untersuchung der Beziehung zwischen der Tibiatorsion und der pathologisch vermehrten Schenkelhalsantetorsion

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
dem Fachbereich Medizin
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen - Nürnberg

vorgelegt von
Herbert Kraut
aus München

Gedruckt mit Erlaubnis des Fachbereichs Medizin
der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Prof. Dr. E. Rügheimer

Referent: Prof. Dr. D. Hohmann

Tag der mündlichen Prüfung: 02. August 1976

INHALTSVERZEICHNIS

1.	Einleitung	Seite	1
	a) Allgemeine Übersicht und Biomechanik des Hüftgelenkes	"	1
	b) Fragestellung und klinische Relevanz	"	5
2.	Beschreibung der Meßmethoden	"	7
	a) Tibiatorsion	"	7
	b) Antetorsion des Schenkelhalses	"	8
	c) Patientengut	"	12
3.	Auswertung der Röntgenaufnahmen	"	13
4.	Statistische Untersuchung der Ergebnisse	"	17
5.	Diskussion	"	23
6.	Zusammenfassung	"	29
7.	Graphische Darstellungen	"	31
8.	Literaturverzeichnis	"	40



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543128_0075

1. Einleitung

a) Allgemeine Übersicht und Biomechanik des Hüftgelenks

Schon seit langem wird der Bau des Hüftgelenks unter verschiedenen Aspekten untersucht. Man versucht mehr Kenntnis über die Vorgänge zu gewinnen, die bei den bei diesem wichtigen Gelenk relativ häufig auftretenden Krankheiten eine Rolle spielen:

Wichtige Beiträge zur mathematisch-physikalischen Untersuchung dieses Gelenkes haben schon PAUWELS und später AMTMANN und KUMMER geliefert. Sie untersuchten vor allem die auftretenden Kräfte bei Belastung in der Frontalebene; den anderen beiden Ebenen maßen sie weniger Bedeutung zu. Seit PAUWELS wissen wir, daß für die Abnahme des Schenkelhalsschaftwinkels (CCD-Winkel), der sich physiologischerweise im Laufe des Lebens verringert (Abb.6), das Körpergewicht und die Muskelkräfte (Hüftabduktoren) verantwortlich sind. Die resultierende Kraft aus diesen Teilkräften steht senkrecht zur Epiphysenlinie, zum Schenkelhals jedoch in einem gewissen Winkel. Dadurch bewirkt diese Resultante gemäß dem PAUWEL'schen Bauprinzip des Skeletts ein Längenwachstum in der Epiphysenfuge, während sie auf den Schenkelhals als varisierende Kraft wirkt.

In neuester Zeit wird der Theorie der Biomechanik des Hüftgelenks von verschiedenen Forschern wieder viel Beachtung geschenkt. So entwickelten HAMACHER und ROESLER ein Verfahren zur Berechnung der Hüftgelenksresultierenden im Einzelfall. Die genaue Kenntnis von Größe und Richtung der Hüftgelenksresultierenden ist auch notwendig, um die lokale radiale Spannungskomponente zu untersuchen. Diese ist verantwortlich für die Beanspruchung der Hüftgelenksteile, im Gegensatz

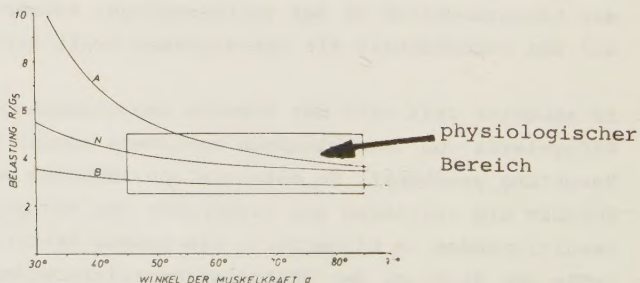
zur Belastung des Hüftgelenks, die rein mechanisch durch äußere und innere Kräfte verursacht wird. Zur Berechnung der Hüftgelenksresultierenden benötigen HAMACHER und ROESLER acht geometrische Größen, die sie aus mehreren Röntgenaufnahmen gewinnen (Beckenübersicht, AT-Aufnahme, Innendrehaufnahme unter Ausgleich der Antetorsion, Ganzaufnahme des Beines). Als Mittelwert für das Verhältnis des Betrages der Hüftgelenksresultierenden zum Körpergewicht fanden sie:

$$R/G_6 = 3,12 \pm 12 \%$$

Unter anderem stellten sie auch fest, daß ein oberhalb der Norm liegender Schenkelhalswinkel in Kombination mit anderen geometrischen Größen zu einer unterhalb der Norm liegenden Hüftgelenksbelastung führen kann. Weiterhin ermittelten sie aus einem Kollektiv von etwa 100 Personen den Mittelwert und die Schwankungsbreite der Belastung des Hüftgelenks.

Das Ergebnis ist aus der folgenden Abbildung ersichtlich:

Abb.1



Belastungsdiagramm nach ROESLER und HAMACHER
N Belastungskurve des normalen Hüftgelenks, A und B: Belastungskurven eines Hüftgelenks vor und nach einer Operation.

Für die Abgrenzung von normalen zu kranken (dysplastischen) Hüftgelenken entwickelten BRÜCKL, HEPP und TÖNNIS ein neues Verfahren durch die Verwendung des sogenannten "Hüftwerts" nach BUSSE, GASTEIGER und TÖNNIS. Dabei benötigen sie lediglich eine exakt ausgeführte Beckenübersichtsaufnahme. Auf dieser werden drei Größen ausgemessen, nämlich der Pfannendachwinkel nach IDELBERGER und FRANK (ACM-Winkel), der modifizierte Zentrum-Ecken-Winkel von WIBERG (SCE-Winkel) und die Dezentrierungsstrecke d. Aus diesen drei Größen wird dann der Hüftwert berechnet. Dieser ermöglicht -eventuell gemeinsam mit dem Pfannendachwinkel nach HILGENREINER- die Unterscheidung gesunder und kranker (dysplastischer) Hüftgelenke im Grenzbereich und ermöglicht so eine sichere Indikationsstellung zur Operation.

Die Veränderungen der Belastung und der Beanspruchung des Hüftgelenks durch verschiedene Operationen werden in einer Analyse von BRINCKMANN et al. untersucht. Sie haben ein Computerprogramm entwickelt, dem man entnehmen kann, welche Veränderungen der Hüftgelenksbelastung eine bestimmte Operation im jeweiligen Fall bewirkt. Für Umstellungsosteotomien fanden sie dabei heraus, daß die durch die Operationen erreichbare Änderung des Betrages der Belastung und -bei Operationen, die die Pfannenform nicht verändern- der Beanspruchung immer kleiner als 15 % ist.

All diese Untersuchungen des Hüftgelenkes beziehen sich vor allem auf Kräfte, die in der Frontalebene wirksam werden. Neuerdings wird auch der Antetorsion des Schenkelhalses mehr Beachtung geschenkt. Diese Winkelgröße im Hüftgelenk spielt bei verschiedenen Krankheitsbildern, vor allem bei der Luxatio coxae congenita (HOHMANN, G.), eine wichtige Rolle. Die Schenkelhals-Antetorsion verringert sich physiologischerweise im Laufe des Lebens (Abb.5).

Über die Kräfte, die zur Abnahme der Schenkelhals-Antetorsion führen, ist noch wenig bekannt. Erst in neuester Zeit hat MORSCHER dazu theoretische Überlegungen angestellt, die zur Klärung der Verhältnisse beitragen. Er kommt dabei zu dem Schluß, daß für die Abnahme der Antetorsion vor allem dynamische Kräfte während des Gehaktes von Bedeutung sind. Das Becken führt nämlich in der Standphase des Beines eine aktive Rotation um die durch das betreffende Hüftgelenk gehende Vertikalachse aus (LEVEN, INMAN, BLOSSER, SCHERB). Dafür sind die Innenrotatoren des entsprechenden Oberschenkels, nämlich die vorderen Partien des Glutaeus medius sowie der Tensor fasciae latae, verantwortlich zu machen. Wie MORSCHER zeigt, bewirken die auftretenden Kräfte bzw. ihre Komponenten dabei

1. eine Dorsalverschiebung des Femurkopfes (Retroversio capitis),
2. ein dorsal gerichtetes Wachstum des Schenkelhalses (Retroversio colli) und
3. eine Detorquierung des Femurschaftes (Retrotorsio colli),

wobei man schließen kann, daß vor allem die ersten beiden Faktoren für die Abnahme der Antetorsion wichtig sind.

Weiterhin zeigt MORSCHER an verschiedenen Krankheitsbildern (Epiphyseolysis capitis femoris, Poliomyelitis, Luxatio coxae congenita, Little'sche Krankheit, Hemiplegie) die Stichhaltigkeit seiner Überlegungen. Unter anderem erläutert MORSCHER dabei, daß bei einer z.B. für den Spastiker typischen Innenrotation des Beines in dem Moment, wo dieses zum Standbein wird, eine Pro-

pulsion des Beckens um die gleichseitige vertikale Hüftgelenksachse im Sinne einer Innenrotation gar nicht mehr möglich ist. Dadurch wird nach MORSCHER auch eine Abnahme der Antetorsion des Schenkelhalses im Laufe der Entwicklung unmöglich.

b) Fragestellung und klinische Relevanz

Aus klinischer Erfahrung wissen wir, daß die meisten Kinder mit einer starken Antetorsion einen Einwärtsgang aufweisen bzw. umgekehrt Kinder mit Einwärtsgang ("toeing in") eine verstärkte Schenkelhalsantetorsion oder aber eine verminderte Außenrotation der Tibia zeigen (SHANDS und STEELE, FRANCILLON, WEBER). In der vorliegenden Arbeit untersuchen wir nun, inwieweit die verminderte Außenrotation der Tibia einen Kompensationsmechanismus der vermehrten Antetorsion darstellt bzw. inwieweit eine Veränderung der Tibiatorsion Einfluß auf die Antetorsion des Schenkelhalses hat. Diese Frage ist auch insofern naheliegend, als bekannt ist, daß auch verschiedene Fußdeformitäten (Knicksenkfuß) mit einer Veränderung der Tibiatorsion verbunden sind (HOHMANN, G., LINDEMANN, MAU, PAUL und DETHLOFF).

Dieses Problem hat besondere klinische Relevanz im Hinblick auf die Varisations- und Derotations-Osteotomien (BERNBECK, M.E.MÜLLER, PAUWELS), die die pathologischen Winkelverhältnisse am proximalen Femurende normalisieren sollen. Da die therapeutischen Versuche der Um- und Rekonstruktion mit Ausnahme der Umlagerungsosteotomie bei der Schenkelhalspseudarthrose von PAUWELS und einiger neuer Ansätze (s.o.) meist noch nicht genau mathematisch-physikalisch begründet sind, ist es notwendig, möglichst viele exakte Fakten über die Biomechanik des pathologischen Hüftgelenkes zu sammeln, um so eine the-

oretische Überarbeitung der verschiedenen Operationsmethoden zu ermöglichen. Läge z.B. eine eindeutige Beziehung zwischen Tibiatorsion und Schenkelhalsantetorsion vor, so könnte die Indikation zu einer Derotations-Varisations-Osteotomie (DVO) wesentlich genauer gestellt werden.

Zur Messung der Winkelgrößen an Tibia und Schenkelhals bedienen wir uns röntgenologischer Methoden. Die Auswertung der Meßergebnisse wird nach statistischen Gesichtspunkten vorgenommen. Anschließend wird das Ergebnis diskutiert.

2. Beschreibung der Meßmethoden

a) Tibiatorsion

Zur Messung der Tibiatorsion stehen verschiedene mehr oder minder genaue Methoden zur Verfügung (V.MIKULICZ, LE DAMANY, GRUNEWALD, DUPUIS, ABERLE).

Vor kurzem wurde an unserer Klinik von H.T.SCHREMS eine röntgenologische Meßmethode entwickelt, die erstmalig eine mathematisch exakte Messung der Tibiatorsion am Lebenden zuläßt. Damit ist auch ein statistischer Vergleich der physiologischen Meßdaten mit anderen (pathologischen) Daten möglich. Die physiologischen Werte der Tibiatorsion wurden nach der Methode von SCHREMS 1972 von G.ADAM ermittelt. Die Ergebnisse sind aus den Abbildungen 7 - 9 ersichtlich.

Zur Messung der Tibiatorsion fertigten wir mit dem Röntgenbildwandler der Firma Siemens, Siremobil II, eine a.p.-Aufnahme und eine seitliche Aufnahme des Fußes der Patienten im Kassettenformat 13 - 18 an. Dabei liegt der Patient auf einem Bett, während sein Fuß durch einen Elektromotor in einer Beinlängsachse gedreht wird. Unter Bildwandlerkontrolle wird der Fuß dann in der Stellung fixiert, in der die Kniegelenkskondylen von der Seite her gesehen deckungsgleich sind. Durch Gewichte wird eine extreme Streckstellung des Kniegelenkes erreicht, wodurch eine Rotation von Femur gegen Tibia verhindert wird. In dieser Stellung werden dann die Röntgenaufnahmen angefertigt. Als proximale Achse dient also die Achse durch die Kondylen, während die distale Bezugsachse durch die Verbindungslinie der Malleolen gebildet wird. Eine genaue Beschreibung der Anordnung ist in den Arbeiten von SCHREMS und ADAM zu finden.

Die Röntgenaufnahmen wurden dann ausgemessen und sowohl rechnerisch als auch geometrisch ausgewertet.

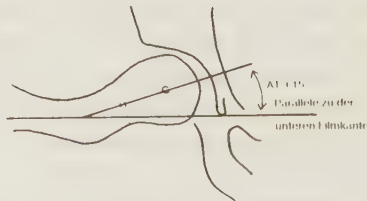
Eine geringfügige Modifizierung der Anordnung nach SCHREMS ergab sich dadurch, daß wir die Kunststoffschale, in der der Fuß des Patienten durch den Elektromotor gedreht wurde, in der gewünschten Einstellung durch eine Flügelschraube fixierten. Dadurch wurde das Spiel der Welle im Elektromotor als Fehlerquelle ausgeschaltet.

b) Antetorsion des Schenkelhalses

Zur Messung der Antetorsion verwendeten wir die bei der klinischen Untersuchung angefertigten AT-Aufnahmen nach RIPPSTEIN. Den zur Berechnung weiterhin notwendigen (projizierten) Schenkelhals-Schaft-Winkel entnahmen wir ebenfalls in der Klinik angefertigten a-p-Aufnahmen der Hüftgelenke. Dabei benutzten wir zur Ausmessung der Winkel das 'Holotopometer' nach Papadopoulos.

Die projizierten AT-Winkel ermittelten wir graphisch, wie es die folgende Abbildung zeigt:

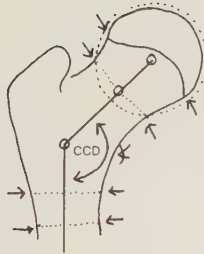
Abb. 2



Die Genauigkeit der Methode schwankt bei exakter Lagerung des Patienten von maximal ± 2 Grad (ZIPPEL).

Die projizierten CCD-Winkel konstruierten wir nach dem Vorschlag von M.E.MÜLLER nach Abbildung 3:

Abb. 3



Dabei verlaufen die Schenkel des CCD-Winkels durch die Halbierungspunkte der Knochenquerschnitte.

Man erhält den reellen CCD-Winkel β bei bekanntem AT-Winkel α aus der Formel

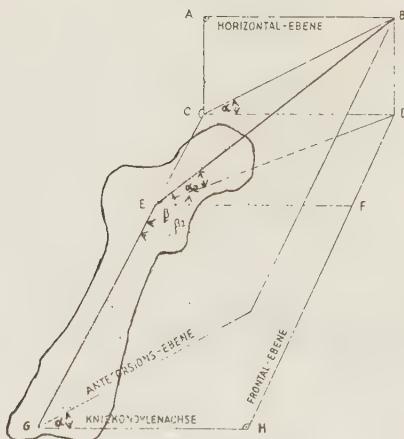
$$\cot \beta = \cot \beta_2 \cot \alpha .$$

Den reellen AT-Winkel α erhält man (bei einer Abduktion von $\tau = 20^\circ$) aus der Formel nach RIPPSTEIN bzw. MORSCHER:

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{\operatorname{tg} \alpha_2 \cos (\beta_2 - 90^\circ - \tau)}{\cos (\beta_2 - 90^\circ)} .$$

Die einzelnen Größen sind aus der folgenden Abbildung ersichtlich (nach MORSCHER):

Abb. 4



Die für das Verständnis des Röntgenbildes und der mechanischen Verhältnisse wichtigen Winkel am proximalen Femurende. E B = Schenkelhalsachse; C B = Projektion der Schenkelhalsachse auf die Horizontalebene; E D = Projektion der Schenkelhalsachse auf die Frontalebene; E G = Femurschaftachse; G H = Kniekondylenachse; α = Antetorsionswinkel, AT-Winkel; β = Schenkelhalsschaftwinkel, CCD-Winkel; β_2 = auf die Frontalebene projizierter CCD-Winkel; α_2 = Winkel zwischen Schenkelhalsachse und Frontalebene.

Zur Umrechnung der projizierten Winkel in reelle benutzten wir die nach diesen Formeln erstellte Tabelle nach M.E.MÜLLER.

Die Normalwerte des reellen Antetorsionswinkels entnahmen wir der Hüftfibel von RETTIG, H. u.a. :

Abb. 5	<u>Alter in Jahren</u>	<u>AT-Winkel</u>
	1 und 2	+ 30°
	3	+ 20°
	4 und 5	+ 20°
	9 - 13	+ 18°
	15 - 17	+ 14°
	Erwachsener	+ 12°

Die Normalwerte des reellen CCD-Winkels sind folgende (nach V.LANZ, T.):

Abb. 6	<u>Alter Lebensjahr</u>	<u>CCD-Winkel</u>
	1 und 2	144°
	3	142°
	4 und 5	135°
	9 - 13	134°
	15 - 17	128°
	Erwachsener	126°
	Greis	124°

c) Patientengut

Bei den untersuchten Patienten handelt es sich um stationäre und ambulante Patienten der Klinik in Erlangen. Das Mindestalter wurde mit 5 Jahren festgesetzt. Zur Auswahl kamen Patienten mit verschiedenen Hüftgelenkskrankheiten, die mit einer vermehrten Antetorsion des Schenkelhalses verbunden sind. Häufig handelt es sich dabei um Hüftgelenksdysplasien und um Krankheitsbilder, die mit einer Coxa valga antetorta (z.B. Luxation) vergesellschaftet sind.

Ausgewertet wurden schließlich 88 Fälle. Damit ist gewährleistet, daß ein hinreichend großer Teil (90 %) aller möglichen Fälle mit einer Wahrscheinlichkeit von 0,999 zwischen den Extremwerten der vorliegenden Fälle liegt.

Alle Aufnahmen, bei denen keine exakte Bestimmung der Bezugspunkte möglich war, kamen nicht zur Verwendung.

3. Auswertung der Röntgenaufnahmen

Die Ergebnisse der Messungen an den Patienten sind in folgender Tabelle zusammengestellt:

Tabelle 1:

Nr.	Tibia- torsion in Grad	Ante- torsion in Grad (reell)	OCD- Winkel in Grad (reell)	Geburts- jahr	Geschlecht	
					♂	♀
1	50	37	116	1960		x
2	36	20	137	1935	x	
3	41	32	149	1943	x	
4	32	44	98	1968		x
5	65	34	138	1947		x
6	55	28	120	1952		x
7	55	25	103	1951		x
8	24	18	123	1923	x	
9	27	29	125	1953	x	
10	55	72	105	1955		x
11	53	19	156	1959	x	
12	30	34	121	1961	x	
13	53	42	126	1965		x
14	45	71	111	1968	x	
15	45	15	132	1942	x	
16	52	31	130	1962		x
17	27	31	138	1940	x	
18	51	49	127	1965	x	
19	62	23	125	1946	x	
20	61	28	117	1925	x	

Nr.	Tibia- torsion in Grad	Ante- torsion in Grad (reell)	CCD- Winkel in Grad (reell)	Geburts- jahr	Geschlecht	
					♂	♀
21	42	28	120	1946	x	
22	45	27	157	1953	x	
23	35	29	151	1965	x	
24	24	46	129	1966	x	
25	32	36	128	1962		x
26	55	27	135	1949		x
27	58	19	129	1958		x
28	45	31	130	1962	x	
29	55	21	108	1964		x
30	14	50	142	1963	x	
31	45	20	137	1909		x
32	48	28	134	1960		x
33	32	34	119	1968	x	
34	34	29	125	1921		x
35	64	15	138	1934		x
36	23	23	125	1947	x	
37	64	15	133	1945	x	
38	52	28	139	1953		x
39	50	17	123	1935	x	
40	56	29	144	1959	x	
41	66	35	143	1956		x
42	61	38	132	1957		x
43	61	29	125	1955		x
44	35	20	135	1961	x	
45	54	20	123	1949		x

Nr.	Tibia- torsion in Grad	Ante- torsion in Grad (reell)	OCD- Winkel in Grad (reell)	Geburts- jahr	Geschlecht	
					♂	♀
46	45	34	119	1961		x
47	61	34	138	1961		x
48	24	28	139	1966		x
49	37	34	155	1964		x
50	34	25	121	1913	x	
51	33	22	106	1962	x	
52	25	23	121	1917		x
53	45	19	132	1952	x	
54	54	38	132	1949		x
55	40	56	134	1966	x	
56	50	31	130	1962	x	
57	48	27	157	1968	x	
58	32	24	126	1965	x	
59	46	15	100	1939		x
60	44	24	131	1969	x	
61	38	18	127	1957	x	
62	31	25	117	1910	x	
63	39	27	152	1968		x
64	51	35	143	1955	x	
65	25	17	123	1947	x	
66	34	44	130	1966	x	
67	59	28	139	1958	x	
68	56	20	100	1958		x
69	48	40	122	1967		x
70	30	45	125	1965		x

Nr.	Tibia- torsion in Grad	Ante- torsion in Grad (reell)	OCD- Winkel in Grad (reell)	Geburts- jahr	Geschlecht	
					♂	♀
71	61	42	126	1961		x
72	45	34	138	1965		x
73	26	38	132	1964	x	
74	47	23	121	1933	x	
75	50	46	120	1948		x
76	32	25	139	1960		x
77	46	35	143	1954		x
78	22	36	137	1961	x	
79	29	52	120	1953	x	
80	34	46	151	1920		x
81	32	47	124	1964	x	
82	58	17	123	1924		x
83	58	20	100	1960		x
84	51	38	148	1958		x
85	53	25	131	1945		x
86	70	18	127	1957		x
87	54	22	117	1947	x	
88	43	19	132	1959	x	

Das Ergebnis der Messungen wird zur besseren Veranschaulichung graphisch dargestellt (Abb. 7 - 13). Zum Vergleich werden dabei die von G.ADAM ermittelten physiologischen Werte gegenübergestellt. Das Patientengut wird sodann nach Geschlecht und Alter sowie nach speziellen Krankheitsbildern aufgeschlüsselt.

4. Statistische Untersuchung der Ergebnisse

Bei der statistischen Untersuchung ging es uns einerseits darum, die Mittelwerte der Tibiatorsion bei pathologischer Antetorsion zu finden und mit den physiologischen Mittelwerten nach G.ADAM zu vergleichen. Zum anderen wollten wir die Möglichkeit einer funktionellen Abhängigkeit der Tibiatorsion von der Antetorsion prüfen. Dabei schlüsselten wir die vorliegenden Fälle nach Alter, Geschlecht sowie nach besonderen Krankheitsbildern auf. Für die Auswertung bedienten wir uns eines elektronischen Rechners des Rechenzentrums der Universität Erlangen-Nürnberg.

a) Die Untersuchung der Mittelwerte brachte folgendes Ergebnis

Tabelle 2: Mittelwerte der Tibiatorsion bei pathologischer Antetorsion.

	Mittelwert in Grad	Standard- abweichung	Konfidenzbe- reich für $p = 0,05$
Alle Fälle	44,4	12,7	41,7 - 47,1
Männer	39,6	12,1	36,0 - 43,3
Frauen	49,4	11,5	45,9 - 53,0
Dysplasien	43,3	12,6	37,6 - 49,1

Tabelle 3: Mittelwerte der Tibiatorsion bei physiologischer Antetorsion

	Mittelwert in Grad	Standard- abweichung	Konfidenzbe- reich für $p = 0,05$
Alle Fälle	47,8	11,1	45,4 - 50,1
Männer	46,6	11,1	43,7 - 50,0
Frauen	50,0	10,9	46,0 - 54,1

Tabelle 4: Weitere Mittelwerte

	Tibiatorsion Mittelwerte in °	Standardabweichung Tibiatorsion	Antetorsion Mittelwert in °
Alter < 16 J.	42,1	11,9	33,8
Alter ≥ 16 J.	46,8	13,2	27,4
CVA	47,0	12,6	32,6

Aus den Ergebnissen ist ersichtlich, daß sich die Konfidenzbereiche der Mittelwerte der physiologischen und der pathologischen Fälle überschneiden, also läßt sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Mittelwerten (statistisch) nicht sichern. Wenn jedoch tatsächlich ein Unterschied besteht, der sich auf Grund kleiner Stichproben nicht feststellen läßt, so wird sich das durch größere Stichproben beweisen lassen (DOCUMENTA GEIGY).

Im einzelnen ist zu ersehen, daß die Mittelwerte der Tibiatorsion bei vermehrter Antetorsion gegenüber den physiologischen Mittelwerten erniedrigt sind. Dabei fällt auf, daß bei jungen Patienten (bis 16 J.) der Mittelwert am deutlichsten gegenüber den Normalwerten erniedrigt ist. Man könnte hier vermuten, daß bei Hüftgelenkskrankheiten, die angeboren sind oder im kindlichen Alter entstehen, eine Abhängigkeit der Tibiatorsion von der Schenkelhalsantetorsion leichter zu finden wäre.

Zu den Werten der unter 'Coxa valga antetorta' zusammengefaßten Krankheitsbilder ist zu sagen, daß diese Krankheitsbilder offensichtlich von zu verschiedener Genese sind, so daß sich ein fast physiologischer Mittelwert ergibt.

Bei den graphischen Darstellungen fällt auf, daß mehrere Kurven zwei Häufigkeitsmaxima zeigen, wobei ein Maximum ungefähr bei dem physiologischen Mittelwert liegt, während

das andere Maximum einen deutlich erniedrigten Wert aufweist. Hier wäre daran zu denken, eine Unterscheidung in stabile und instabile Hüftgelenke nach ALVIK zu untersuchen.

- b) Zur Prüfung einer möglichen (linearen) Abhängigkeit zwischen Tibiatorsion und Antetorsion wurden die Korrelationskoeffizienten berechnet.

Der Korrelationskoeffizient ist ein Maß für die stochastische Abhängigkeit der beiden Variablen Tibiatorsionswinkel und Antetorsionswinkel. Dabei ist bei der Interpretation des Korrelationskoeffizienten zu beachten, daß das Ergebnis 'abhängig' oder 'unabhängig' nur dann als beweiskräftig anzusehen ist, wenn es den biologischen Gegebenheiten nicht widerspricht. Der Schluß 'unabhängig' ('abhängig') legt nur tatsächliche Unabhängigkeit (Abhängigkeit) nahe (DOCUMENTA GEIGY).

Es ergaben sich bei unseren Untersuchungen die in den folgenden Tabellen 5 - 9 dargestellten Korrelationskoeffizientenmatrices. Dabei werden die verschiedenen Größen durch folgende Variablen dargestellt:

Variable 1	-	Alter
Variable 2	-	Tibiatorsionswinkel
Variable 3	-	Antetorsionswinkel

Kreuze unter den Koeffizienten bedeuten Abhängigkeit, Minuszeichen bedeuten Unabhängigkeit.

Tabelle 5:

Alle Fälle

Korrelationskoeff.-Matrix

	1	2	3
1	1.0000		
	(88)		
	++		
2	-0.0036	1.0000	
	(88)	(88)	
	-	++	
3	-0.3643	-0.1604	1.0000
	(88)	(88)	(88)
	++	-	++

Tabelle 6:

Männer

Korrelationskoeff.-Matrix

	1	2	3
1	1.0000		
	(45)		
	++		
2	0.0601	1.0000	
	(45)	(45)	
	-	++	
3	-0.4425	-0.2328	1.0000
	(45)	(45)	(45)
	++	-	++

Tabelle 7:

Frauen

Korrelationskoeff.-Matrix

	1	2	3
1	1.0000		
	(43)		
	++		
2	-0.0779	1.0000	
	(43)	(43)	
	-	++	
3	-0.2739	-0.1512	1.0000
	(43)	(43)	(43)
	-	-	++

Tabelle 8:

Alter < 16 J.

Korrelationskoeff.-Matrix

	1	2	3
1	1.0000		
	(44)		
	++		
2	0.4076	1.0000	
	(44)	(44)	
	++	++	
3	-0.4435	-0.2582	1.0000
	(44)	(44)	(44)
	++	-	++

Tabelle 9:

Alter ≥ 16 J.

Korrelationskoeff.-Matrix

	1	2	3
1	1.0000		
	(44)		
	++		
2	-0.3743	1.0000	
	(44)	(44)	
	+	++	
3	-0.2515	0.0153	1.0000
	(44)	(44)	(44)
	-	-	++

Aus den Matrices ist also zu entnehmen, daß der Korrelationskoeffizient der beiden Variablen Tibiatorsionswinkel und Antetorsionswinkel bei keiner der Teiluntersuchungen signifikant von 0 verschieden ist (Signifikanzschranke $\alpha = 1\%$). Es liegt also nahe, eine Unabhängigkeit der beiden Größen Tibiatorsion und Antetorsion zu vermuten, d.h. mit anderen Worten, es ist also kein (linearer) Zusammenhang zu erkennen.

Als zusätzliche Befunde ergab sich, daß der Korrelationskoeffizient in folgenden Fällen signifikant von Null verschieden war:

Tabelle 10:

		Variablenpaar	Korrelations- koeffizient
Alle Fälle		Alter/Antetorsion	-0,3643
Männer		Alter/Antetorsion	-0,4425
Alter	16 J.	Alter/Tibiatorsion	0,4076
Alter	16 J.	Alter/Antetorsion	-0,4435
Alter	16 J.	Alter/Tibiatorsion	-0,3743

Es zeigt sich also die bekannte Abhängigkeit der Schenkelhalsantetorsion vom Alter; weiterhin ist hier auch eine Abhängigkeit der Tibiatorsion vom Alter festzustellen.

In den Abbildungen 14 - 18 sind die Ergebnisse graphisch dargestellt.

5. Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wird das Problem untersucht, inwieweit pathologische Torsionen am proximalen Femurende eine kompensierende Torsion der Tibia bewirken, oder ob umgekehrt eine vorhandene Tibiatorsion Einfluß auf die Schenkelhalsantetorsion hat. Für die Belastungs- und Beanspruchungsverhältnisse des Hüftgelenks in der Frontalebene liegen schon seit längerem eingehende Untersuchungen vor (PAUWELS, AMTMANN und KUMMER). In neuester Zeit wurden sie durch Arbeiten von HAMACHER und ROESLER, BUSSE GASTEIGER und TÖNNIS, BRÜCKL et al. sowie BRINCKMANN et al. ergänzt.

Über die Rotationsverhältnisse des proximalen Femurendes ist weit weniger bekannt. Erst in neuerer Zeit hat MORSCHER zur Klärung der Verhältnisse beigetragen. Er zeigte auf, daß für die pathologisch vermehrte Antetorsion des Schenkelhalses auch äußere Kräfte verantwortlich sind. Jedoch sind dies nicht wie in der Frontalebene statische Kräfte, sondern dynamische Kräfte, die während des Gehaktes auftreten. Diese Kräfte wirken in der Standphase des Beines bei der Rotation des Beckens um die durch das betreffende Hüftgelenk gehende Vertikalachse (LEVEN, INMAN und BLOSSER, SCHERB).

Aus klinischer Erfahrung ist bekannt, daß Kinder mit starker Antetorsion des Schenkelhalses ein innenrotiertes Gangbild zeigen bzw. Kinder mit innenrotiertem Gangbild eine verstärkte Antetorsion aufweisen (FRANCILLON, SHANDS und STELLE, WEBER). Bei diesem innenrotiertem Gangbild handelt es sich wohl um einen Kompensationsmechanismus, der eine Verlegung des Körperschwerpunktes verhindert. Es stellt sich nun die Frage, ob dieses innenrotierte Gangbild auf die Dauer gesehen auch eine Torquierung der Tibia bewirkt. Auch wäre umgekehrt nach den Ausführungen von MORSCHER zu

vermuten, daß eine vorhandene Tibiartorsion im Sinne einer verminderten Außendrehung eine verringerte Abnahme der Antetorsion bewirkt, d.h. mit einer erhöhten Antetorsion verbunden ist. Eine genaue Kenntnis eines solchen Zusammenhanges wäre z.B. für die Indikationsstellung der Varisations- und Derotationsosteotomien (BERNBECK, M.E.MÜLLER) von Bedeutung.

Eine Verbindung zwischen den beiden Größen Tibiartorsion und Schenkelhalsantetorsion zu vermuten ist auch deshalb naheliegend, weil bekannt ist, daß z.B. verschiedene Fußdeformitäten mit einer Änderung der Tibiartorsion einhergehen (HOHMANN, G., LINDEMANN, MAU, PAUL und DETHLOFF). Es werden hier verschiedene Ursachen dafür diskutiert. DEBRUNNER nimmt 'klinisch unschwerflich verlaufende rachitisähnliche Störungen' an, auch HOHMANN, G. sieht hierin eine mögliche Ursache. MAU deutet eine verringerte Ausentorsion der Tibia als Entwicklungsverzögerung bzw. -hemmung. BERNBECK weist auf die exogen-mechanische Modellierbarkeit der Torsionsverhältnisse an den langen Röhrenknochen hin. LINDEMANN hält die Tibiartorsion für ein 'Phänomen der Anpassung an die gegebenen statisch-dynamischen Bedingungen'.

Es ergibt sich also nun die Frage, inwieweit neben den möglichen endogenen Einflüssen auch exogene Ursachen vom proximalen Beinende her auf die Tibiartorsion einwirken oder ob umgekehrt die Tibiartorsion Einfluß auf die Rotationsverhältnisse am proximalen Femurende hat.

Zur Untersuchung dieses Problems bedienten wir uns röntgenologischer Messungen und werteten sie statistisch (mit Hilfe eines Computers) aus. Zur Messung der Tibiartorsion bedienten wir uns der an unserer Klinik entwickelten Methode nach SCHREMS. Die physiologischen Werte der Tibiartorsion wurden nach dieser Methode von ADAM ermittelt.

Die Ergebnisse sind aus den Abbildungen 7 - 9 ersichtlich. Sie ergeben ein Häufigkeitsmaximum bei etwa 48 °. Die Werte sind bei den Frauen gegenüber den Männern erhöht. Eine deutliche Altersabhängigkeit bei physiologischer Tibiotion konnte ADAM nicht feststellen. -Zur Messung der Schenkelhalsantetorsion verwendeten wir a.p.-Aufnahmen des Hüftgelenkes und AT-Aufnahmen nach RIPPSTEIN. Aus den projizierten AT- und CCD-Winkeln errechneten wir die reellen Werte mit Hilfe der Tabelle von M.E.MÜLLER. Als Normalwert der Antetorsion nahmen wir nach RETTIG et al. 12 Grad an.

Als Probanden standen uns stationäre und ambulante Patienten der Klinik in Erlangen zur Verfügung. Als Mindestalter wurde 5 Jahre festgesetzt. Unsere Probanden wiesen verschiedene Hüftgelenkskrankheiten auf (Coxarthrosen, Luxationen etc.), um eine möglichst allgemein gültige Erfassung des Problems zu ermöglichen.

Als Mittelwert unserer Messungen der Tibiotion bei vermehrter Antetorsion ermittelten wir etwa 44 Grad. Analog den Ergebnissen von ADAM waren die Werte bei Frauen höher als bei Männern. Die Tibiotionswerte waren bei Kindern und Jugendlichen gegenüber dem Mittelwert erniedrigt, bei Erwachsenen erhöht. Es scheint sich hier also anders als bei ADAM, jedoch übereinstimmend mit den Ergebnissen von PAUL und DETHLOFF, eine Abhängigkeit der Tibiotion vom Alter in dem Sinne zu erweisen, daß die Tibiotion mit zunehmendem Alter sich vergrößert. Die Teiluntersuchungen für bestimmte Krankheitsbilder, die unter Dysplasien und Coxa valga antetorta zusammen gefaßt waren, brachten keine eindeutigen Ergebnisse.

Insgesamt ergab sich bei den vorliegenden Untersuchungen zwar, daß die Mittelwerte des Tibiotionswinkels bei pathologisch vermehrter Schenkelhalsantetorsion gegenüber den physiologischen Mittelwerten erniedrigt sind, daß heißt,

daß die Außenrotation der Tibia vermindert ist. Bei der statistischen Untersuchung erwies sich der Unterschied jedoch als nicht signifikant. Am deutlichsten ist der Mittelwert noch bei jungen Patienten (bis 16 Jahre) gegenüber den Normalwerten erniedrigt. Es wäre zu bedenken, ob man sich bei der Wahl der Grundgesamtheit der Fälle auf Krankheiten beschränkt, die bereits seit dem Kindesalter bestehen bzw. angeboren sind, z.B. Poliomyelitis, Luxatio coxae congenita oder Hemiplegia. Hier wäre vielleicht am ehesten eine Torsion der Tibia möglich, während bei Hüftgelenkskrankheiten, die sich erst in späteren Jahren manifestieren, andere Kompensationsmechanismen eher eine Rolle spielen können. Weiterhin wäre denkbar, daß sich bei einem größeren Stichprobenumfang ein signifikanter Unterschied feststellen ließe (DOCUMENTA GEIGY). Bei den graphischen Darstellungen (Abbildung 7 - 13) fällt in mehreren Fällen auf, daß sich zwei Häufigkeitsmaxima zeigen. Dabei liegt das eine Maximum bei dem physiologischen Mittelwert, während das andere Maximum einen deutlich erniedrigten Wert aufweist. Hier könnte eine Unterscheidung in stabile und unstabile Hüftgelenke nach ALVIK eine Rolle spielen.

Zur Frage einer (linearen) Abhängigkeit der beiden Größen Tibiatorsion und Schenkelhalsantetorsion wurden vom elektronischen Rechner die Korrelationskoeffizienten errechnet. Aus den Ergebnissen ist zu ersehen, daß der Korrelationskoeffizient der beiden interessierenden Größen bei keiner der Teiluntersuchungen signifikant von 0 verschieden ist. Es ist also kein (linearer) Zusammenhang zwischen den beiden Größen zu erkennen.

Hieraus zeigt sich also, daß, entgegen den Annahmen über die Ursachen der Tibiatorsion (BERNBECK, LINDEMANN), bei pathologisch vermehrter Antetorsion des Schenkelhalses keine Torquierung der Tibia stattfindet. Das Ergebnis deuten wir so, daß das innenrotierte Gangbild, welches man bei

Kindern mit vermehrter Antetorsion häufig sieht, vom Bandapparat des Beines aufrecht erhalten wird. Bei künftigen Untersuchungen wäre deshalb zu erwägen, gleichzeitig podometrische Messungen durchzuführen, um hierüber Aufschluß zu erhalten.

Weiterhin wäre zu erwägen, eine Stichprobe mit Probanden durchzuführen, die eine angeborene verminderte Außenrotation der Tibia aufweisen. Nach den Ergebnissen von MOR-SCHER über die Ursachen, die die physiologische Verminderung der Schenkelhalsantetorsion hemmen, wäre hier eine Torquierung des Knochens im Laufe der Zeit denkbar.

Die Zuverlässigkeit der Meßmethoden an sich zeigt sich an den Nebenfunden bei Tibiatorsion und Schenkelhalsantetorsion. Dabei werden die Ergebnisse von ADAM einerseits und PAUL und DETHLOFF andererseits für die physiologische Tibiatorsion bestätigt. Weiter ergibt sich aus den statistischen Untersuchungen die bekannte Tatsache, daß die Größe des Antetorsionswinkels dem Alter umgekehrt proportional ist (V.LANZ und WACHSMUTH, LE DAMANY), daß also die Antetorsion des Schenkelhalses mit zunehmendem Alter kleiner wird.

Abschließend läßt sich sagen, daß mit der Methode zur Tibiatorsionsmessung nach SCHREMS und den Messungen der Antetorsion mit Hilfe der AT-Aufnahme nach RIPPSTEIN und der Beckenübersichtsaufnahme zur Bestimmung des CCD-Winkels zuverlässige Hilfsmittel vorhanden sind, um die Biomechanik der Rotationsbewegungen des Hüftgelenkes und des Beines um die vertikale Achse weiter zu erforschen. Ähnliches wird zur Zeit in Bezug auf die Biomechanik des Hüftgelenkes in der Frontalebene praktiziert, wo man mit dem "Hüftwert" nach BUSSE, GASTEIGER und TÖNNIS und den Berechnungen von HAMACHER und ROESLER sowie BRINKMANN et.al. schon wichtige Ergebnisse erzielt hat.

Die Verhältnisse bei der Rotation um die vertikale Achse erweisen sich jedoch als schwieriger, da hier offensichtlich nicht nur statische, sondern vor allem auch dynamische äußere Kräfte (MORSCHER) zur Geltung kommen.

6. Zusammenfassung

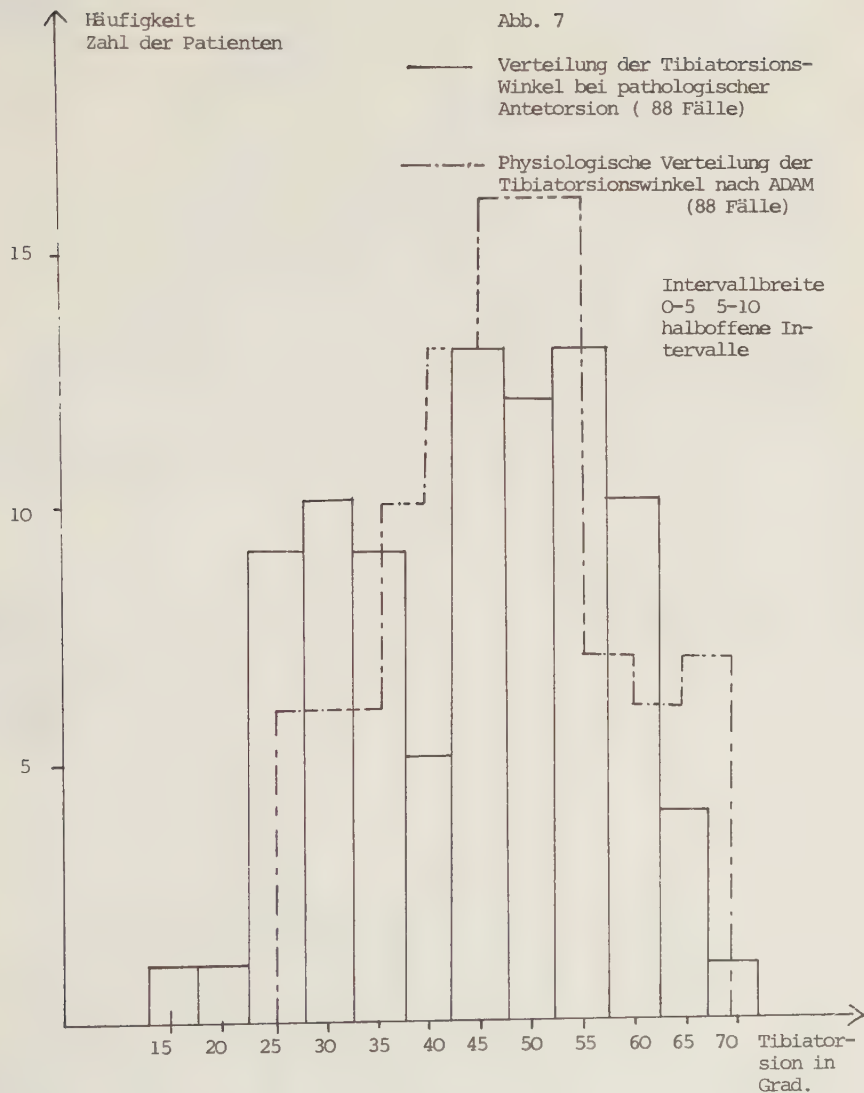
Es wurde die Frage untersucht, inwieweit bei Patienten mit pathologisch vermehrter Antetorsion des Schenkelhalses der oft klinisch zu beobachtende Einwärtsgang einer Veränderung der Tibiatorsion entspricht, ob also eine verminderte Außenrotation der Tibia einen Kompensationsmechanismus der vermehrten Antetorsion darstellt, oder ob umgekehrt eine Veränderung der Tibiatorsion Auswirkungen auf die Antetorsion des Schenkelhalses zeigt. Weiterhin wurde untersucht, ob sich eine mathematisch definierte Beziehung zwischen den beiden Winkelgrößen Antetorsion des Schenkelhalses und Tibiatorsion herstellen läßt.

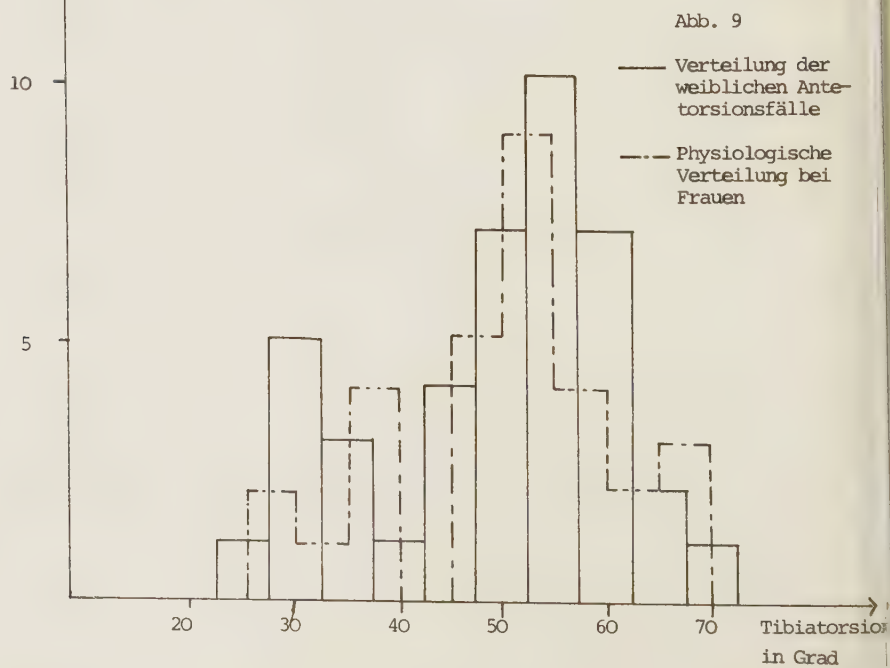
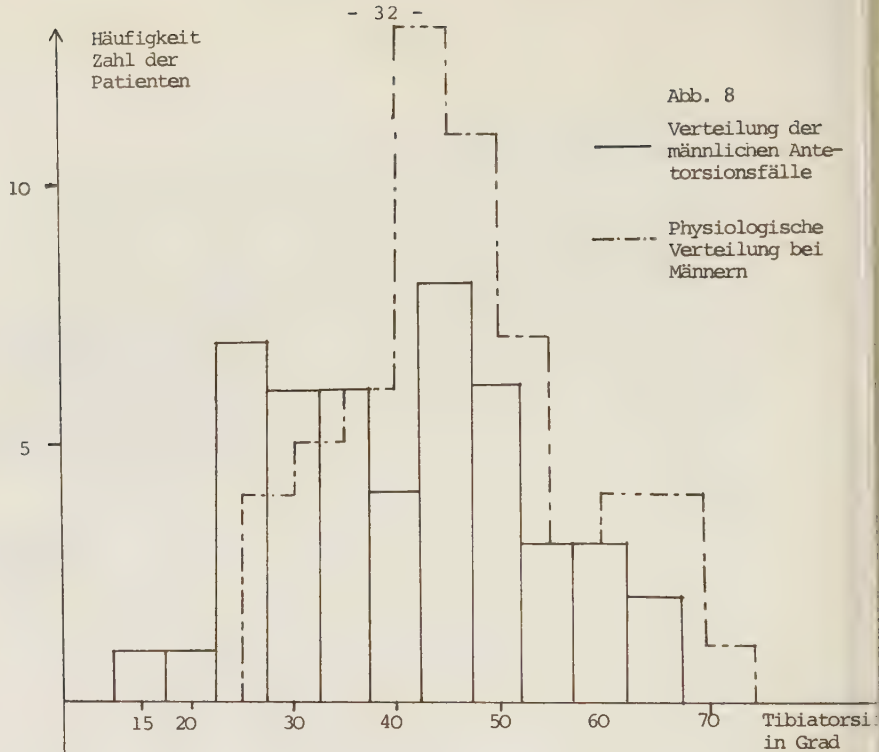
Dabei zeigt sich zwar, daß die Mittelwerte der Tibiatorsion bei pathologisch vermehrter Antetorsion gegenüber den physiologischen Mittelwerten erniedrigt sind, d.h. daß die Außenrotation geringer ist, jedoch ist der Unterschied statistisch noch nicht signifikant. Auch eine definierte Relation zwischen den Winkelgrößen Tibiatorsion und Antetorsion konnte nicht gefunden werden. Man kommt also zu dem Ergebnis, daß der bei vermehrter Schenkelhalsantetorsion oft zu beobachtende Einwärtsgang im allgemeinen nicht durch eine Torquierung des Knochens zustande kommt, sondern daß die Fehlbelastung durch den Bandapparat des Beines kompensiert wird. Dabei wäre noch zu klären, ob dieses Ergebnis auch für die angeborene oder sehr früh auftretende Hüftgelenksleiden zutrifft.

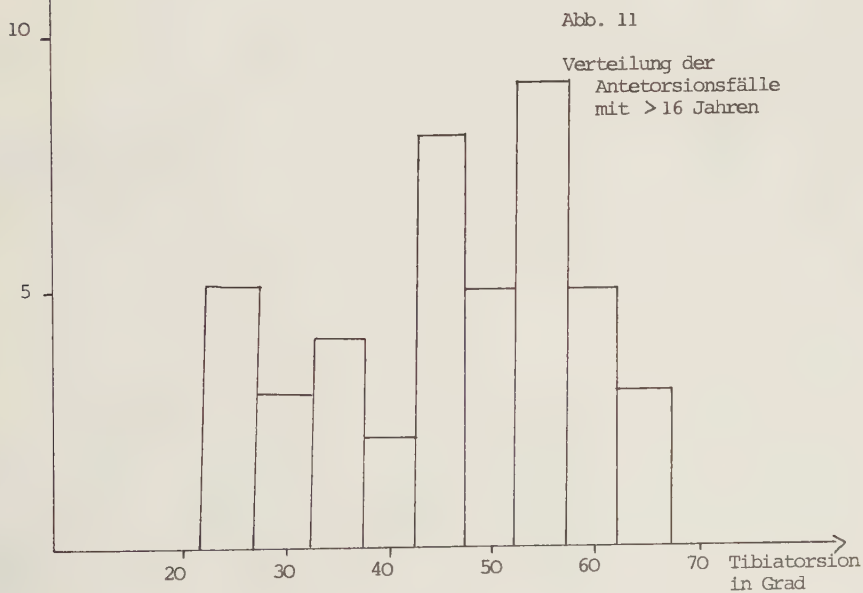
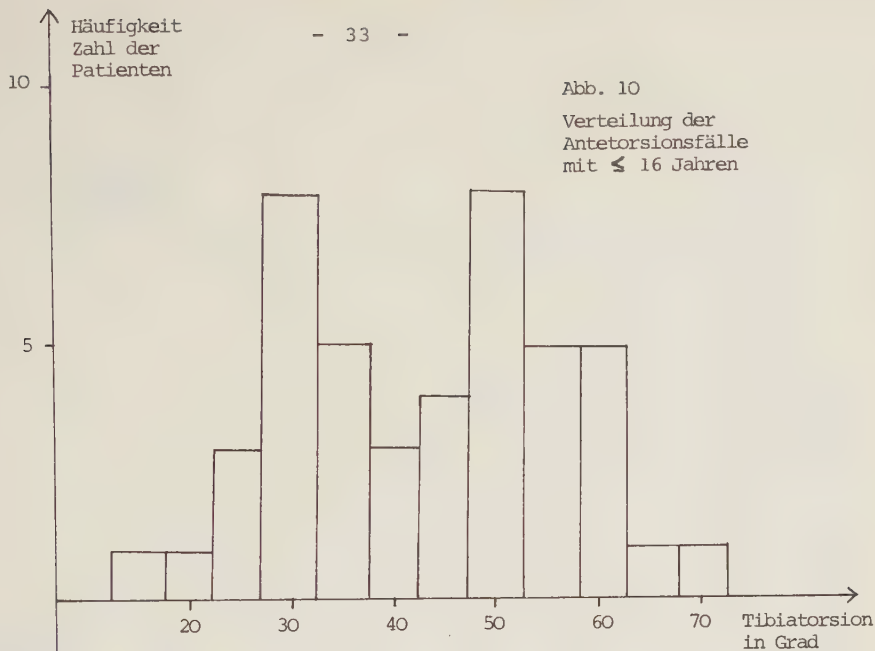
Weiterhin wurde -wie bereits von G.ADAM bei physiologischen Verhältnissen- gefunden, daß Frauen einen höheren Tibiatorsionswinkel aufweisen als Männer. Abweichend von ADAM ergab sich, daß bei Fällen mit pathologisch vermehrter Antetorsion Erwachsene einen niedrigeren Mittelwert des Tibiatorsionswinkels aufweisen als Jugendli-

che und Kinder. In der Frage der Abhängigkeit konnte eine signifikante Korrelation der beiden Größen nicht festgestellt werden. Als Zusatzbefund ergab sich eine signifikante Abhängigkeit des Tibiatorsionswinkels vom Alter in den Teiluntersuchungen für Erwachsene bzw. für Kinder und Jugendliche. Schließlich wurde in drei der Teiluntersuchungen (Alle Fälle, Männer, Alter < 16 J.) signifikant die Tatsache bestätigt, daß der Antetorsionswinkel dem Alter umgekehrt proportional verläuft, also mit zunehmendem Alter sinkt.

7. Graphische Darstellungen







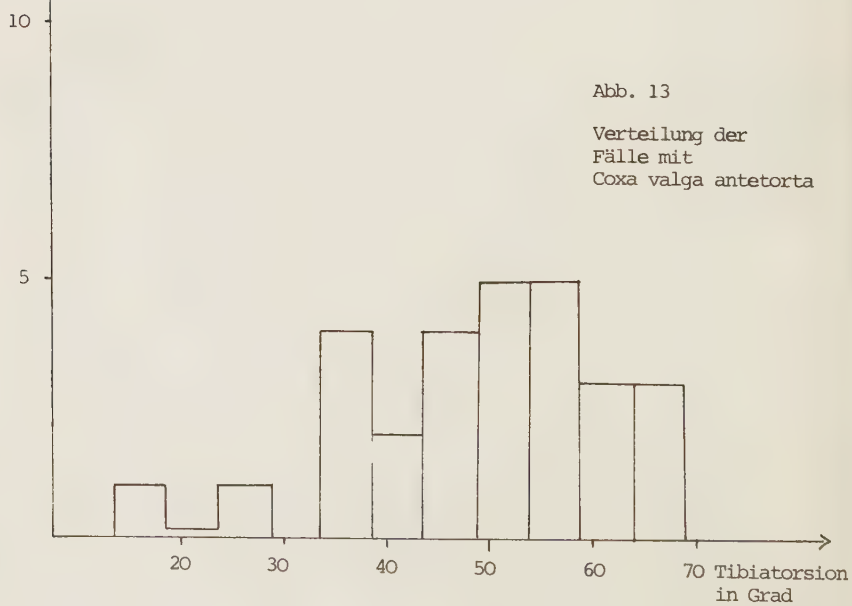
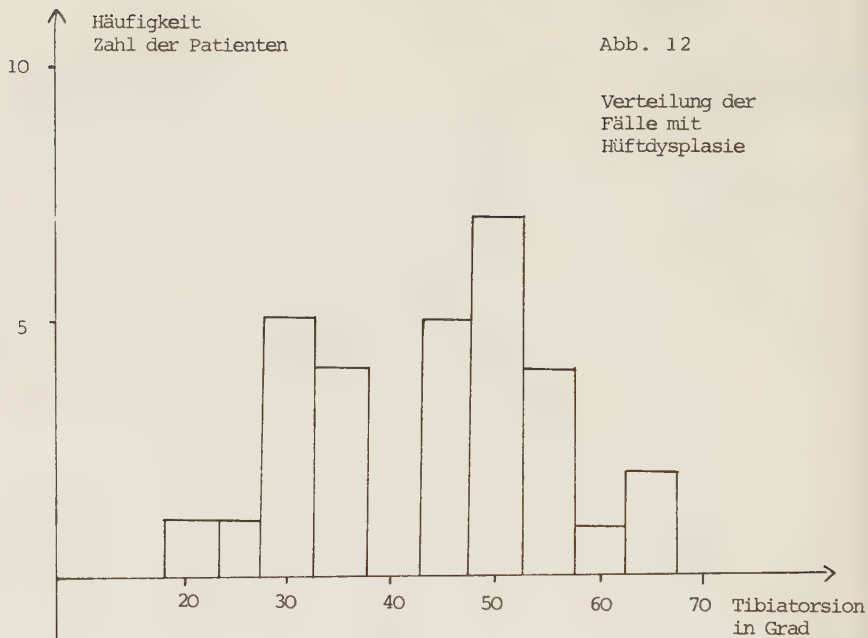


Abb. 14

2-tes PLOT-DIAGRAMM (VARIABLEN NR. 1 UND NR. 3)
=====

88 FÄLLE WURDEN ÜBERTRAGEN

3.VARIABLE
000000 50
72,50

Antetorsion
in Grad

61° 40

49,5° 30

38° 20

26,5° 10

15° 00

50

40

30

20

10

0

Alter in
Jahren

1.VARIABLE
000000 100
59 65

ENDWERT = 65.60000
72.57000

ENDWERT = 0.60600
1.15140

INTERVALLBREITE = 5.00000
15.00000

INTERVALLBREITE = 5.00000
15.00000

INTERVALLBREITE = 5.00000
15.00000

INTERVALLBREITE = 5.00000
15.00000

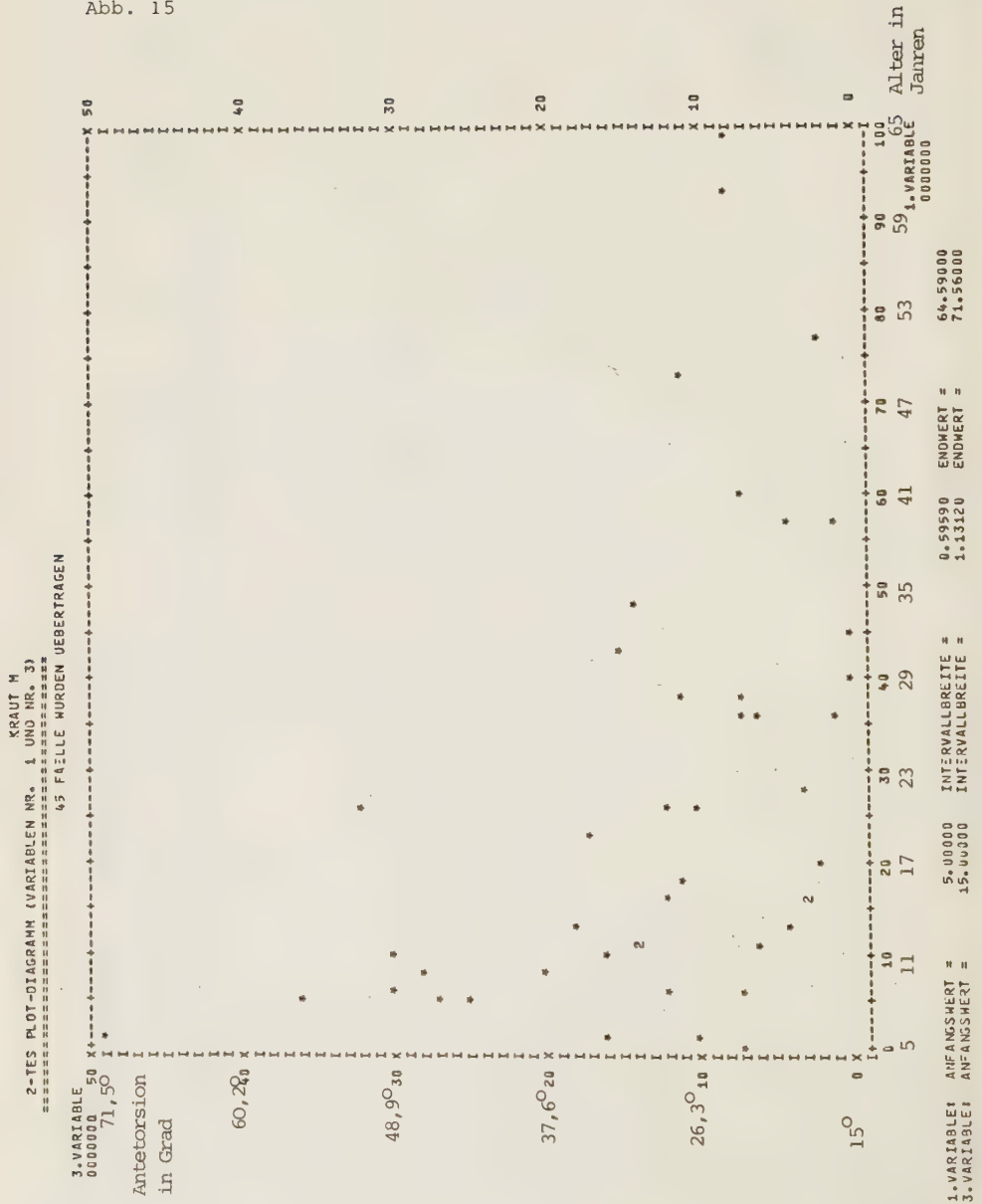
INTERVALLBREITE = 5.00000
15.00000

INTERVALLBREITE = 5.00000
15.00000

INTERVALLBREITE = 5.00000
15.00000

INTERVALLBREITE = 5.00000
15.00000

Abb. 15



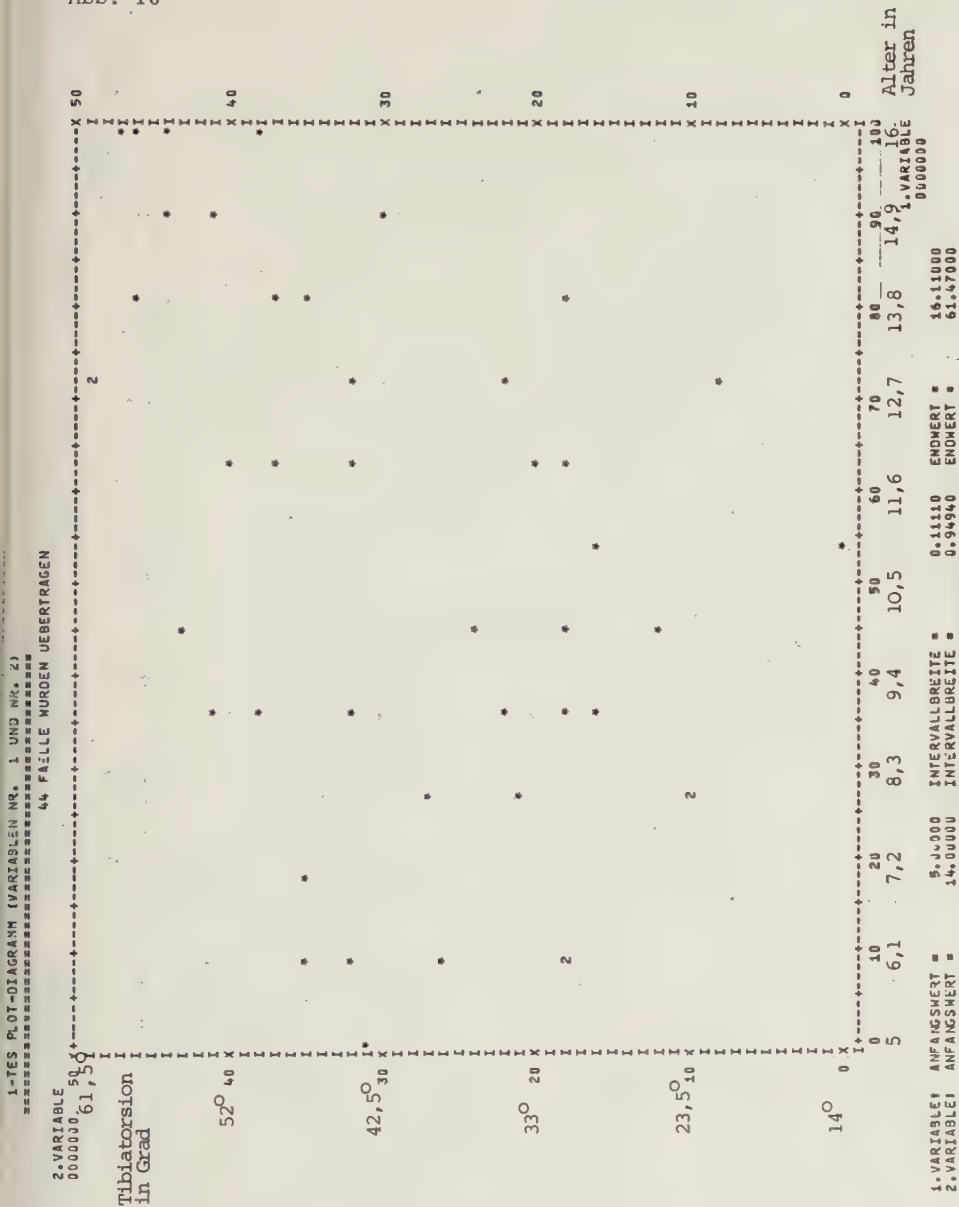


Abb. 17

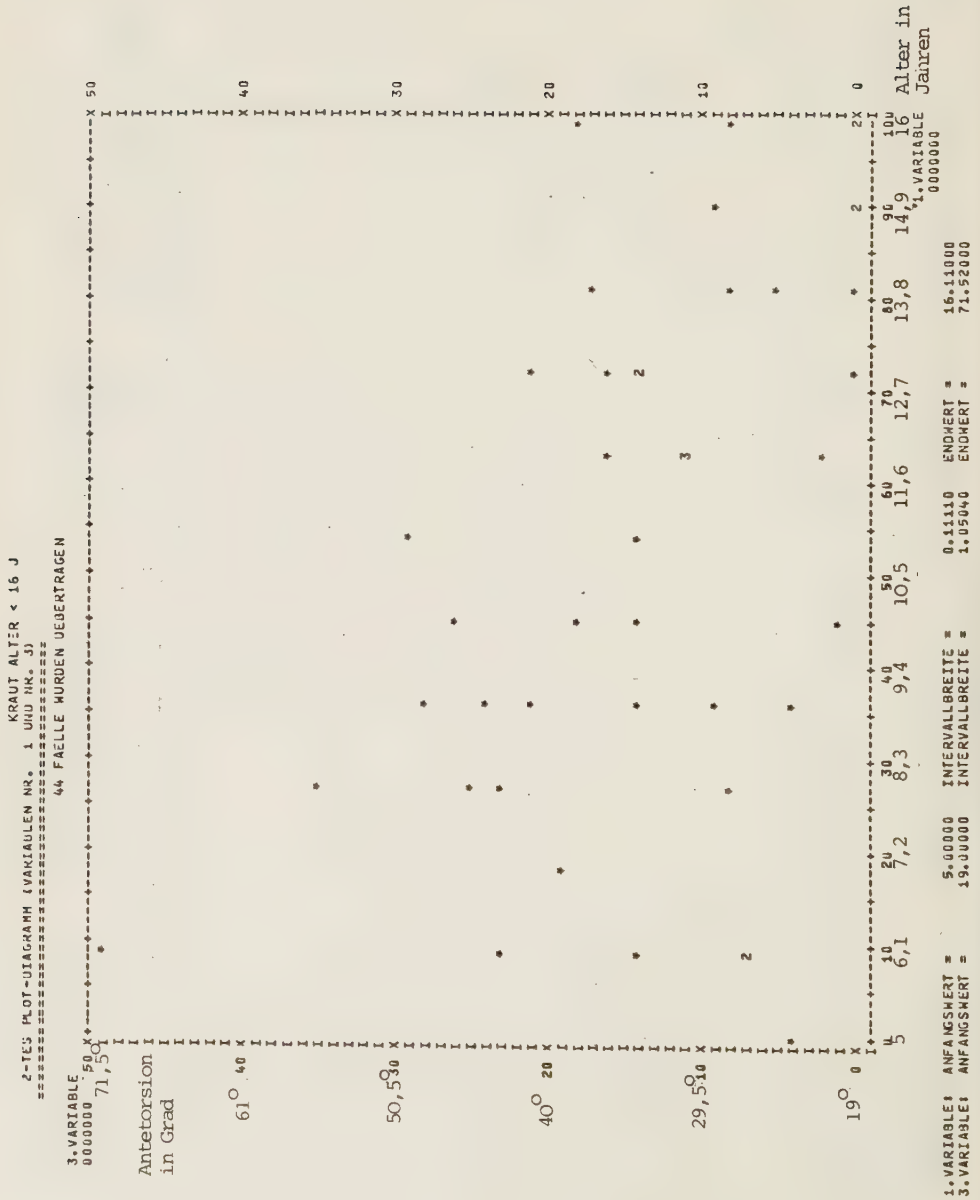
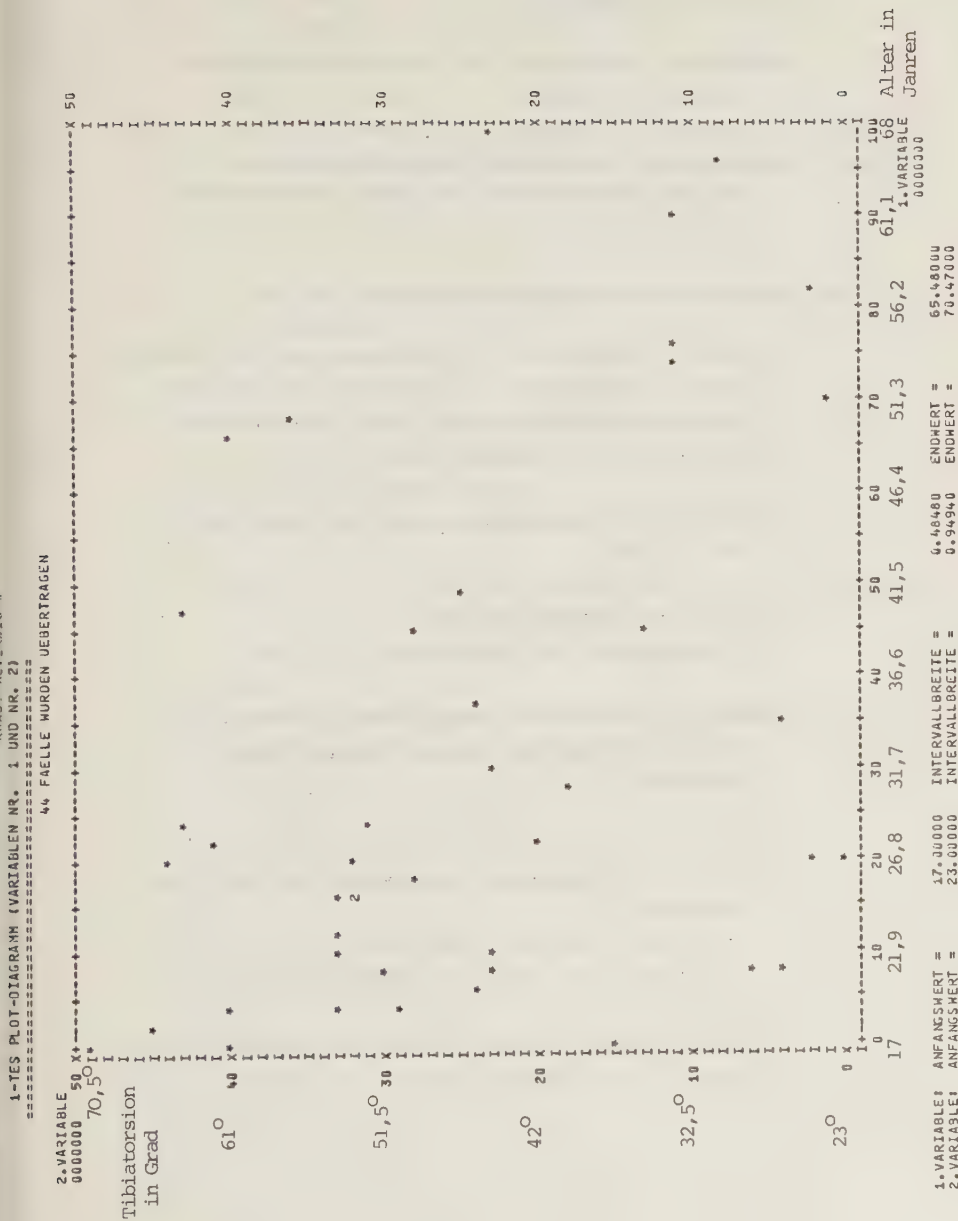


Abb. 18



8. Literaturverzeichnis

1. ABERLE,W.: Die Torsion des distalen Tibiaendes.
Arch.Orthop.Unfall-Chir.34 (1933) 56-78.
2. ADAM,G.: Eine röntgenologische Reihenuntersuchung
der Unterschenkeltorsion. Inaug.Diss.Erlangen,
1973.
3. ALVIK,I.: Acta orthop.scand. 1960, Bd.29.
4. AMTMANN,E., KUMMER,B.: Die Beanspruchung des mensch-
lichen Hüftgelenks II. Größe und Richtung der
Hüftgelenkresultierenden in der Frontalebene.
Z.Anat.Entwickl.Gesch. (1968).
5. BERNBECK, R.: Verh.Dtsch.Orthop.Ges., 37.Kongr.
1947, S.201.
6. BÖHM,M.: Das menschliche Bein
Z.orthop.Chir. 49 (1928) 321.
7. BRANDT,G.: Die Torsion der unteren Extremitäten
und ihre Bedeutung für die Deformitätenent-
stehung.
Z.orthop.Chir. 49 (1928) 481 - 542.
8. Ders.: Die Bedeutung der Torsion für Deformitäten-
entstehung.
Verh. dtsh. orthop. Ges. Kongr. 21,
Z. orthop. Chir. B.H. 48 (1927) 423 - 427.
9. BRAUNE,W.: Über die Torsion der menschlichen Tibia.
Inaug. Diss., Leipzig 1877.

10. BRINCKMANN,P., HOEFERT,H., JONGEN,H.TH., POLSTER,J.:
Die Biomechanik des Hüftgelenks.
Orthopäde 3, 104 - 118 (1974).
11. BRÜCKL,R., HEPP,W.R., u. TÖNNIS,D.: Eine Abgrenzung
normaler und dysplastischer jugendlicher Hüftge-
lenke durch den Hüftwert.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 74 (1972).
12. BUSSE,J.: Diagnose und Prognose deformierter Hüft-
gelenke.
Diss.München 1970.
13. BUSSE,J., GASTEIGER,W., TÖNNIS,D.: Eine neue Methode
zur röntgenologischen Beurteilung eines Hüftge-
lenkes - Der Hüftwert.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 72, (1972).
14. Dies.: Die Beurteilung des Hüftwerts für die Diagnose
und Prognose deformierter Hüftgelenke.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 72 (1972).
15. DEBRUNNER,A.: Biomechanische Wirkungen der posttrau-
matischen Achsenfehler der unteren Extremität.
Z.Unfallmed. Berufskr. 59 (1966).
16. DOCUMENTA GEIGY: Wissenschaftliche Tabellen.
7. Auflage, Basel 1969, S.146 - 197.
17. DUPUIS,P.V.: La torsion tibiale.
Paris 1951.
18. FICK,R.: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Ge-
lenke.
Jena 1914.

19. FRANCILLON, M.R.: Beitrag zur Kenntnis der angeborenen Hüftgelenksverrenkung.
Stuttgart 1937, Beih.Z.Orthop. 66
20. Ders.: Schweiz.med.Wschr. 1956, Bd.86, S.167
21. Ders.: Med.Welt 1960, Nr. 1, S.17.
22. GRUNEWALD, I.: Z.Orthop.1912, Bd.30, S.551
23. HACKENBROCH, M.: Die Arthrosis deformans im Bilde der angeborenen Hüftverrenkung.
Verh.Kongr.D.O.G. 1949 Z.f.O. 79
(Beilageh.) S. 294
24. Ders.: Zur operativen Behandlung bestimmter Formen von Arthrosis deformans des Hüftgelenks.
Zschr.Orthop. 71 (1941), 238.
25. HANDBUCH DER ORTHOPÄDIE, Bd.IV
Hrsgg. von HOHMANN, G., HACKENBROCH, M. und LINDEMANN, K.
Thieme Verlag Stuttgart 1961.
26. HAMACHER, P. und ROESLER, H.: Die Berechnung von Größe und Richtung der Hüftgelenksresultierenden im Einzelfall.
Arch.orthop.Unfall-Chir. 70, 26 - 35 (1971).
27. Dies.: Z.Orthop. 110 (1972)
28. HILGENREINER, H.: Zur angeborenen Dysplasie der Hüfte.
Z.Orthop. 69 (1939).

29. HOHMANN,G.: Arthrosis und Arthritis deformans des Hüftgelenkes.
Bergmann-München (1930).
30. Ders.: Über zwei nach Form zusammengesetzte Plattfußskelette, nebst einigen Bemerkungen über die Torsionsvarianten des unteren Tibiaendes.
Z.orthop.Chir. 46 (1925) 19.
31. Ders.: Zur Diagnose und Pathologie der Antetorsion und Retrotorsion bei der congenitalen Hüftverrenkung, Zschr.Orthop.25, 157 (1910).
32. Ders.: Fuß und Bein.
Bergmann, München (1923).
33. IMHÄUSER,G.: Z.Orthop. 1957, bd.88, S.3.
Zur Pathogenese und Therapie der jugendlichen Hüftkopflösung.
34. JENTSCHURA,G.: Ursachen und Behandlung der fehlerhaften Unterschenkeltorsion.
Z.Orthop. B.H. 96 (1962) 205 - 208.
35. KUMMER,B.: Die Torsion der unteren Extremitäten, ihre Entstehung und funktionelle Bedeutung.
Verh. dtsh. orthop. Ges. 49 (1961).
36. KUMMER,B.: Torsionsprobleme an der unteren Extremität.
Verh.dtsch.orthop.Ges. 49, (1961) 115 - 135.
37. LANGE,F. und PITZEN,P.: Z.Orthop. 1921, Bd.41 S.105.

38. v.LANZ,T.: Anatomie und Entwicklung des menschlichen Hüftgelenkes.
Verh. ätsch.orthop.Ges. 37. Kgr. 7, 1949.
39. LANZ-WACHSMUTH: Praktische Anatomie.
Bein und Statik. Bd.I. Verlag von Julius Springer, Berlin 1938. S.334, S.258 - 259.
40. LE DAMANY,P.: La torsion du tibia normale, pathologique et experimentale.
J.Anat. (Paris) 45, 1909, 598.
41. LEVEN,A.S., INMAN,V.T. und BLOSSER,J.A.:
J.Bone Surg. 1948, Bd.30-A S.859
42. MAU,H.: Wachstumsfaktoren und -reaktionen des gesunden und kranken kindlichen Hüftgelenkes.
Arch. Orthop. u. Unfall-Chir.49 (1957/58) S.427.
43. v.MICULICZ und GRUNEWALD: Über individuelle Formdifferenzen am Femur und an der Tibia des Menschen.
Arch.f.Anat.u.Entwicklungsgesch. (1878) 351 - 383.
44. MORSCHER,E.: Die mechanischen Verhältnisse des Hüftgelenkes und ihre Beziehungen zum Halsschaftwinkel und insbesondere zur Antetorsion des Schenkelhalses während der Entwicklungsjahre.
Z.f.orthop. Chir.
45. Ders.: Resultate der subkapitalen Keilosteotomie bei der Epiphyseolysis capitis femoris.
Z.f. orthop. Chir. 48.

46. MÜLLER, M.E.: Die hüftnahen Femurosteotomien.
Thieme 1957.
47. NICOD, L.: Arthrosis de la hanche. VI. Kongr. de
la S.I.C.O.T. Berne (1954).
48. NILSSON, H.: Über die Veränderungen des coxalen
Femures beim paralytischen Bein.
49. PAUL, U., DETHLOFF, E.: Zur Torsion des Unterschen-
kels beim Pes valgus compensatorius.
Beitr. Orthop. 18 (1971).
50. PAUWELS, F.: Eine klinische Beobachtung als Beispiel
und Beweis für funktionelle Anpassung des Kno-
chens durch Längenwachstum.
Z.Orthop. 113 (1975).
51. PAUWELS, F.: Der Schenkelhalsbruch ein mechanisches
Problem.
Ferdinand Enke, Stuttgart 1935.
52. Ders.: Verh. Dtsch. Orthop. Ges. 1957, 45, Kgr.
S. 34.
53. Ders.: Die Bedeutung der Bauprinzipien der unteren
Extremität für die Beanspruchung des Beinskeletts.
Z.Anat.Entwicklungsgesch. 1950.
54. Ders.: Eine neue Theorie über den Einfluß mech.Reize
auf die Differenzierung der Stützgewebe.
Zschr. Anat. und Entw.gesch. 121 (1960), 478-515.
55. Ders.: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Ana-
tomie des Bewegungsapparates.
Berlin-Heidelberg-New York: Springer 1965.

56. Ders.: Über eine kausale Behandlung der Coxa valga luxans.
Zschr. Orthop. 79 (1950), 305ff.
57. RETTIG, H.: J. EICHLER, O. Oest: Hüftfibel.
Thieme, Stuttgart 1970.
58. RICHARD, G.: Methodik der Torsionsbestimmung mit Hilfe des Röntgenbildes.
Z. Orthop. 79, 636 (1950).
59. RIPPSTEIN, J.: Zur Bestimmung der Antetorsion des Schenkelhalses mittels zweier Röntgenaufnahmen.
Z. Orthop. 86, 345, 1955.
60. SAXL, A.: Zur Statik des Defekten Hüftgelenkes.
Zschr. Orthop. Chir. 49 (1928), 368 - 382.
61. SCHERB, R.: Verh. Dtsch. Orthop. Ges.,
24. Kongr. 1929, S. 74.
62. SCHREMS, H. Eine röntgenologische Methode zur Bestimmung des Torsionswinkels der Tibia.
Inaug. Diss. Erlangen 1972.
63. Ders.: Meßgenauigkeit bei der Bestimmung der Unterschenkeltorsion mit dem Röntgen-Bildverstärker. Ein experimenteller Beitrag zum Studium der Torsionsfehler der unteren Extremitäten.
Inaug. Diss. Erlangen 1972.
64. SHANDS, A. R., und STEELE, M. K.: J. Bone Surg. 1958, Bd. 40-A, S. 803. Torsion of the femur.
65. STAUSS, A.: Die Ätiologie der Hüftgelenkdeformitäten.
Z. Orthop. 1938, Beih. 68.

66. TÖNNIS,D., GASTEIGER,W., HEPP,R.: Hüftgelenksmessungen bei Jugendlichen und Erwachsenen zur Prognose der Arthrose bei angeborener Hüftdysplasie. Verh. dtsh. Ges. Orthop.Traum 57. Kongreß 138 (1971).

67. WATERMANN,H.: Die derzeitigen operativen Eingriffe zur Wiederherstellung der Leistungsfähigkeit des Hüftgelenks bei Erwachsenen. Verh. Kongr. Dtsch. Orthop. Ges. 1953, Beih.Zschr. Orthop. 84, 236.

68. WEBER,B.G.: Inwieweit sind isolierte extreme Torsionsvarianten der unteren Extremitäten als Deformitäten aufzufassen und welche klinische Bedeutung kommt ihnen zu? Z.Orthop.94, 287 - 302 (1961).

69. WESZYKI,St.: Über die Formfaktoren des menschlichen Hüftgelenkes unter besonderer Berücksichtigung ihrer gegenseitigen Abhängigkeit. Anat. Anz. 104, 231 (1957).

70. WITT,A.N.: Fortschritte in der Behandlung der sogenannten angeborenen Hüftluxation. Med.Klin. 56, 873 (1961).

71. ZIPPEL,H.: Untersuchungen zur Normalentwicklung der Formelemente am Hüftgelenk im Wachstumsalter. Beitr. Orthop. 18 (1971).

Allen, die mir bei der Abfassung dieser Arbeit behilflich waren, möchte ich herzlich danken. Für die wertvollen Anregungen und die kritischen Gespräche danke ich Herrn Oberarzt Dr. Seidel, Herrn Dr. Bertram und Herrn Dipl. Math. Dr. Hommel.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. D. Hohmann für die fachliche Unterstützung und die Übernahme des Referates.

L E B E N S L A U F

Am 17.5.1946 wurde ich, Herbert Kraut, in München als zweites Kind des Zimmermeisters Johann Kraut und seiner Ehefrau Stefanie, geb. Schweinzer, geboren.

Nach dem Besuch der beiden ersten Volksschulklassen in München zogen meine Eltern nach Obernzell bei Passau um und ich besuchte die dortige Volksschule bis zur 5. Klasse einschließlich. Danach kam ich an die Oberrealschule Passau. Während der 4. Klasse zogen meine Eltern erneut um, und zwar nach Altötting. Ich besuchte nunmehr das Ruperti-Gymnasium in Mühldorf/Inn bis zur 9. bzw. 13. Klasse einschließlich und legte hier im Juli 1966 das Abitur ab.

Anschließend wurde ich zur Bundeswehr nach Bad Reichenhall eingezogen und leistete hier meinen Wehrdienst von 18 Monaten ab.

Im WS 1968/69 begann ich das Studium der Physik an der Technischen Hochschule in München. Im WS 1970/71 legte ich hier das Vordiplom in Physik ab.

Im SS 1971 begann ich das Studium der Zahnheilkunde an der Universität Erlangen-Nürnberg. Die zahnärztliche Vorprüfung legte ich nach dem WS 1972/73 ab, und nach einem klinischen Studium von 5 Semestern bestand ich das zahnärztliche Staatsexamen im Dezember 1975.

Seit Januar 1976 arbeite ich als Assistenzzahnarzt in Mühlhausen bei Bamberg.

Erlangen, im August 1976 _ _ _ _ _

Herbert Kraut

Copy - Center 2000

852 ERLANGEN · Obere Karlstr. 30
Tel. 09131-26197